

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-253449

(43) 公開日 平成11年(1999) 9月21日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

A 6 1 K 49/00

A 6 1 K 49/00

C

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平10-60850

(22) 出願日 平成10年(1998) 3月12日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 竹内 康人

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

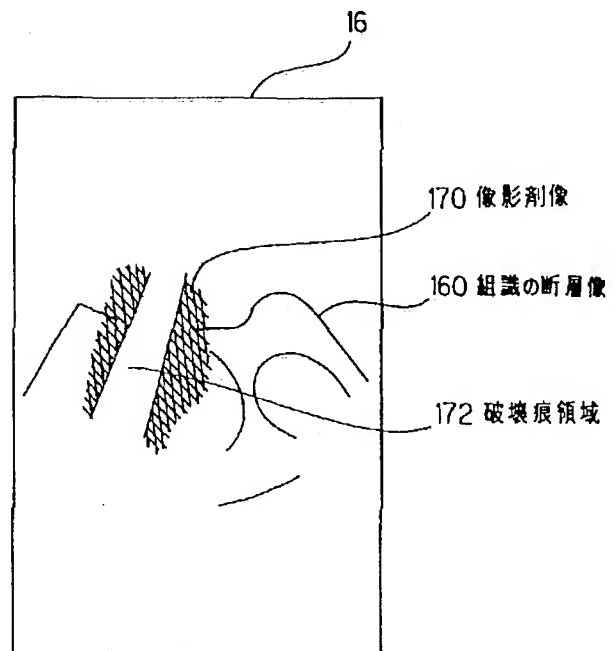
(74) 代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54) 【発明の名称】 超音波撮像方法および装置並びにマイクロバルーン造影剤

(57) 【要約】

【課題】 運動する組織につき正確なパーフュージョン計測を行なう超音波撮像方法および装置、並びにそれに好適なマイクロバルーン造影剤を実現する。

【解決手段】 体内での滞在性が良い第1のマイクロバルーンと体内での通過性が良い第2のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤を被検体に注入し、被検体内の第1のマイクロバルーンを超音波で破壊して破壊痕172を形成し、破壊痕に流通する第2のマイクロバルーンを超音波で撮像してパーフュージョン計測を行なう。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤を用いる、ことを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 2】 体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤を被検体に注入し、

前記被検体内の前記マイクロバルーン造影剤の滞在部位において少なくとも前記第 1 のマイクロバルーンを超音波で破壊して破壊痕を形成し、

前記破壊痕に流通する前記第 2 のマイクロバルーンを超音波で撮像してパーフュージョン計測を行なう、ことを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 3】 体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤が注入された被検体内の前記マイクロバルーン造影剤の滞在部位において少なくとも前記第 1 のマイクロバルーンを超音波で破壊して破壊痕を形成するマイクロバルーン破壊手段と、

前記破壊痕に流通する前記第 2 のマイクロバルーンを超音波で撮像してパーフュージョン計測を行なう計測手段と、を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】 体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有することを特徴とするマイクロバルーン造影剤。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波撮像方法および装置並びにマイクロバルーン造影剤に関し、特に、マイクロバルーン(microballoon)造影剤を用いる超音波撮像方法および装置、並びに、超音波撮像に用いるマイクロバルーン造影剤に関する。

【0002】

【従来の技術】造影剤を用いる超音波撮像では、直径が 1 ～数 μ m の多数のマイクロバルーンを液体に混入したマイクロバルーン造影剤を用いる。マイクロバルーンは生体に無害な気体を、生体に無害かつ経時分解性の殻に封入したものとなっている。このようなマイクロバルーンは、送波超音波の周波数に共振することによって非線形なエコー(echo)源性により、例えば送波超音波の第 2 高調波エコー等、特徴的なエコーを発生する。そこで、第 2 高調波エコー等に基づいて画像を生成することにより、体内におけるマイクロバルーンの分布を画像化するようにしている。

【0003】また、撮像した画像の関心領域(ROI : region of interest)における造影剤の経時的な変化に基づ

いて、ROI における血液還流(パーフュージョン(perfusion))を計測することも行なわれる。その際、例えば心筋等のように絶えず運動している組織については、心電信号等を利用して心拍の位相が同一な画像を画像メモリ(memory)から抽出することにより、ROI の位置が固定した時系列の画像を得るようにしている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記のように、心電信号等を利用して心拍位相が同一な時系列画像を求めた場合、画像上での ROI の位置は必ずしも正確には固定せず、このためパーフュージョン計測が不正確になるという問題があった。

【0005】本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、運動する組織につき正確なパーフュージョン計測を行なう超音波撮像方法および装置を実現することである。また、正確なパーフュージョン計測を行なうに好適なマイクロバルーン造影剤を実現することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】(1) 上記の課題を解決する第 1 の発明は、体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤を用いる、ことを特徴とする超音波撮像方法である。

【0007】(2) 上記の課題を解決する第 2 の発明は、体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤を被検体に注入し、前記被検体内の前記マイクロバルーン造影剤の滞在部位において少なくとも前記第 1 のマイクロバルーンを超音波で破壊して破壊痕を形成し、前記破壊痕に流通する前記第 2 のマイクロバルーンを超音波で撮像してパーフュージョン計測を行なう、ことを特徴とする超音波撮像方法である。

【0008】(3) 上記の課題を解決する第 3 の発明は、体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有するマイクロバルーン造影剤が注入された被検体内の前記マイクロバルーン造影剤の滞在部位において少なくとも前記第 1 のマイクロバルーンを超音波で破壊して破壊痕を形成するマイクロバルーン破壊手段と、前記破壊痕に流通する前記第 2 のマイクロバルーンを超音波で撮像してパーフュージョン計測を行なう計測手段と、を具備することを特徴とする超音波撮像装置である。

【0009】(4) 上記の課題を解決する第 4 の発明は、体内での滞在性が通過性に優る第 1 のマイクロバルーンと体内での通過性が滞在性に優る第 2 のマイクロバルーンとを含有することを特徴とするマイクロバルーン

造影剤である。

【0010】第1の発明乃至第4の発明のいずれか1つにおいて、前記第1のマイクロバルーンは相対的に大きな直径を有するものであり、前記第2のマイクロバルーンは相対的に小さな直径を有するものであることが、それぞれ滞在性および通過性に優れる点で好ましく、また、送波超音波に対するエコーの相違に基づき両者を区別して撮像する点で好ましい。

【0011】その場合、送波超音波に対するエコーの相違はエコーの周波数の相違であることが、両者の区別を容易にする点で好ましい。

(作用) 本発明では、第1のマイクロバルーンと第2のマイクロバルーンの被検体内における挙動の相違を利用して超音波撮像を行なう。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【0013】図1に、超音波撮像装置のブロック(block)図を示す。本装置の構成によって、本発明の装置についての実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法についての実施の形態の一例が示される。

【0014】本装置の構成を説明する。図1に示すように、本装置は、超音波プローブ(probe)2を有する。超音波プローブ2は、例えば前方に張り出した円弧に沿って形成された図示しない超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。すなわち、超音波プローブ2はコンベックスプローブ(convex probe)となっている。超音波プローブ2は、操作者により被検体4に当接されて使用される。

【0015】被検体4には、造影剤注入部22によってマイクロバルーン造影剤40が注入されている。マイクロバルーン造影剤40は、本発明のマイクロバルーン造影剤の実施の形態の一例である。マイクロバルーン造影剤40は、体内での滞在性が通過性より勝っているマイクロバルーン(以下滞在性マイクロバルーンという)と、体内での通過性が滞在性より勝っているマイクロバルーン(以下通過性マイクロバルーンという)との混合からなっている。

【0016】滞在性マイクロバルーンとしては、例えば直径が10 μ m程度のマイクロバルーンが用いられる。直径が相対的に大きいことにより血管壁への粘着等が生じるため、毛細血管における移動性が低く体内での滞在性が強くなる。直径が相対的に大きい滞在性マイクロバルーンは、一般的に殻の肉厚が厚く相対的に破壊しにくい性質がある。

【0017】通過性マイクロバルーンとしては、例えば直径が1 μ m程度のマイクロバルーンが用いられる。直径が相対的に小さいことにより毛細血管における移動性

が高く、体内での通過性が滞在性が高くなる。直径が相対的に小さい通過性マイクロバルーンは、一般的に殻の肉厚が薄く相対的に破壊し易い性質がある。

【0018】このような2種類のマイクロバルーンの混合体は、分級によってそれぞれ得られた直径が10 μ mのマイクロバルーンおよび直径が1 μ mのマイクロバルーンを適宜の比率で配合することによって得ることができる。

【0019】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて、被検体4内に超音波を送波させるようになっていいる。超音波プローブ2および送受信部6は、本発明における破壊手段の実施の形態の一例である。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波した被検体4からのエコーを受信するようになっている。

【0020】送受信部6のブロック図を図2に示す。同図において、送波タイミング(timing)発生回路602は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマー(beam former)604に入力するようになっている。送波ビームフォーマー604は、送波タイミング信号に基づいて、送波ビームフォーミング(beam forming)信号、すなわち、超音波トランスデューサのアレイ中の複数の超音波トランスデューサを時間差をもって駆動する複数の駆動信号を発生し、送受切換回路606に入力するようになっている。駆動信号は、振幅および周波数に変更可能になっている。

【0021】送受切換回路606は、複数の駆動信号をセレクトア(selector)608に入力するようになっている。セレクトア608は、超音波トランスデューサのアレイの中から送波アパーチャ(aperture)を形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それらに複数の駆動信号をそれぞれ与えるようになっている。

【0022】複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成によって超音波ビームが形成される。超音波ビームの送波方向は、セレクトア608が選択する送波アパーチャによって定まる。

【0023】超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。超音波ビームの送波方向は、セレクトア608で送波アパーチャを切り換えることにより順次変更される。それによって、被検体4の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体4の内部が音線順次で走査される。

【0024】セレクトア608は、また、超音波トランスデューサのアレイの中から受波アパーチャを形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それら超音波トランスデューサが受波した複数のエコー信号を送受切換回路606に入力するようになっている。

【0025】送受切換回路606は、複数のエコー信号を受波ビームフォーマ610に入力するようになっている。受波ビームフォーマ610は、複数のエコー信号に時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して受波のビームフォーミング、すなわち、受波音線上のエコー受信信号を形成するようになっている。セレクト608により、受波の音線も送波に合わせて走査される。

【0026】以上の、送波タイミング発生回路602乃至受波ビームフォーマ610は、後述の制御部18によって制御されるようになっている。超音波プローブ2および送受信部6によって、例えば図3に示すような走査が行われる。すなわち、同図に示すように、放射点200から発する音線202が円弧204上を移動することにより、扇面状の2次元領域206が θ 方向に走査され、いわゆるコンベックスキャン(convex scan)が行われる。音線202を超音波の送波方向(z方向)とは反対方向に延長したとき、全ての音線が一点208で交わるようになっている。点208は全ての音線の発散点となる。

【0027】マイクロバルーン造影剤から帰投する超音波は、第2高調波エコーの他に様々な信号を含んでいる。その1つに、マイクロバルーンの破壊にともなって生じるサブハーモニクス(subharmonics)の超音波がある。これは、送波超音波の基本周波数の半分の周波数を持つ。サブハーモニクスの超音波は、特に、比較的殻が硬いマイクロバルーンが破壊する場合に顕著に発生する。

【0028】また、送波超音波によって誘発される音響放射(asAE: acoustically stimulated acoustic emission)がある。これは、送波超音波の周波数と相関性がない周波数を持つ超音波信号となる。

【0029】さらには、本発明者が発見した、仮にシンチレーション(scintillation)と呼ぶ現象に由来する信号がある。「シンチレーション」とは、エコー信号がその位相および振幅にランダム(random)な変調を受ける現象であり、エコー信号のドップラシフト(Doppler shift)として検出することができる。

【0030】送受信部6はBモード(mode)処理部10およびドップラ(Doppler)処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線毎のエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0031】Bモード処理部10はBモード画像データ(data)を形成するものである。Bモード処理部10は、図4に示すように4系統のフィルタ(filter)100~106と、各フィルタに接続されたシグナルコンディショナ(signal conditioner)110~116を備えている。フィルタ100~106に受波ビームフォーマ610の出力信号が共通に入力される。

【0032】フィルタ100~106は、それぞれ、図

5に示す周波数通過帯域B1~B4を有する。帯域B1は、送波超音波の基本周波数 f_0 の半分の周波数、すなわち、サブハーモニクスに合わせてある。帯域B2は、送波超音波の基本周波数 f_0 に合わせてある。帯域B4は、送波超音波の第2高調波 $2f_0$ に合わせてある。帯域B3は、帯域B2とB4の間の帯域に合わせてある。フィルタ100~106は、後述の制御部18によって制御されるようになっている。

【0033】シグナルコンディショナ110~116は、それぞれ、フィルタ100~106を通過した信号について、対数増幅、包絡線検波、レベル(level)調整、遅延時間調整等の処理を行うようになっている。シグナルコンディショナ110~116は、後述の制御部18によって制御されるようになっている。

【0034】シグナルコンディショナ110~116は、いずれも、対数増幅および包絡線検波により音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ(scope)信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード(mode)画像データを形成するようになっている。これによって、4系統のBモード画像データを得るようになっている。

【0035】Aスコープ信号は、シグナルコンディショナ110~116のレベル調整機能によりそのレベルが調整できるようになっている。また、遅延時間調整機能により遅延量を調整できるようになっている。

【0036】ドップラ処理部12はドップラ画像データを形成するものである。ドップラ処理部12は、図6に示すように直交検波回路120、MTIフィルタ(moving target indication filter)122、自己相関回路124、平均流速演算回路126、分散演算回路128およびパワー(power)演算回路130を備えている。

【0037】ドップラ処理部12は、直交検波回路120でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関回路124で自己相関演算を行い、平均流速演算回路126で自己相関演算結果から平均流速を求め、分散演算回路128で自己相関演算結果から流速の分散を求め、パワー演算回路130で自己相関演算結果からドブラ信号のパワーを求めるようになっている。

【0038】これによって、被検体4内の血流やその他のドップラ信号源(以下、血流等という)の平均流速とその分散およびドブラ信号のパワーを表すそれぞれのデータ(ドップラ画像データ)が音線毎に得られる。なお、流速は音線方向の成分として得られる。流れの方向は、近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0039】マイクロバルーン造影剤40も、前述の「シンチレーション」によりドップラ信号源となる。したがって、それについてのドップラ画像データも得ることができる。

【0040】Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像およびドップラ画像を生成するものである。

【0041】画像処理部14は、図7に示すように、バス(bus)140によって接続された音線データメモリ(data memory)142、デジタル・スキャンコンバータ(digital scan converter)144、画像メモリ146および画像処理プロセッサ(processor)148を備えている。

【0042】Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線毎に入力されたBモード画像データおよびドップラ画像データは、音線データメモリ142にそれぞれ記憶される。これによって、音線データメモリ142に音線データ空間が形成される。

【0043】デジタル・スキャンコンバータ144は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換するものである。デジタル・スキャンコンバータ144によって変換された画像データは、画像メモリ146に記憶される。すなわち、画像メモリ146は物理空間の画像データを記憶する。

【0044】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。データ処理にはパーフェュージョン計測が含まれる。データ処理については、後にあらためて説明する。本装置の超音波プローブ2から画像処理部14までの部分は、本発明における計測手段の実施の形態の一例である。

【0045】画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部16は、カラー(color)画像が表示可能なものとなっている。表示部16は、また、画像処理部14から与えられたパーフェュージョン計測値等、各種のデータや情報を表示するようになっている。

【0046】以上の送受信部6、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16は制御部18に接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。また、制御部18には、被制御の各部から各種の報知信号が入力されるようになっている。制御部18の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が遂行される。

【0047】制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0048】本装置の動作を説明する。操作者は、予め

造影剤注入部22により被検体4にマイクロバルーン造影剤40を注入し、マイクロバルーン造影剤40が撮像対象部位に行き渡るまでの待ち時間の後に撮像を開始する。操作者は、超音波プローブ2を被検体4の所望の個所に当接し、操作部20を操作して撮像を行う。撮像は、制御部18による制御の下で遂行される。

【0049】撮像は、例えばBモードとドップラモードの時分割動作により行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキャンを数回行う度にBモードのスキャンを1回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンを行う。

【0050】Bモードにおいては、送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で被検体4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。音線がマイクロバルーン造影剤40の注入部位を走査したとき、エコーには、体内組織からの基本波エコーに加えて、マイクロバルーン造影剤40からの第2高調波エコーおよび誘発音響が含まれる。また、マイクロバルーンの破壊をとまなうときは、サブハーモニクスエコーも含まれる。これらのエコーの混在した信号が、送受信部6からBモード処理部10に入力される。

【0051】Bモード処理部10は、フィルタ100、102、104および106で、それぞれ、サブハーモニクスエコー、基本波エコー、誘発音響および第2高調波エコーを抽出する。

【0052】このとき、マイクロバルーンのエコー発生メカニズムにより、第2高調波エコー、サブハーモニクスエコーおよび誘発音響は、基本波エコーよりも超音波振動の半サイクルまたはそれ以上遅れて発生する。また、第2高調波エコーおよびサブハーモニクスエコーをそれぞれ抽出するフィルタ106および100の狭帯域性は当然に信号の遅延量を大きくする。

【0053】このような遅れは、画像を形成したときの各画像間の位置ずれとなって表れるので、シグナルコンディショナ110~116の遅延時間調整機能により、それぞれの信号の遅延時間を調整して相互間の遅れを無くす。そして、そのような信号に基づいて、それぞれのエコーに対応する4種類のBモード画像データを形成する。

【0054】画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される4種類のBモード画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内に、Bモード画像データについての4系統の音線データ空間が形成される。

【0055】ドップラモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で被検体4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。

【0056】ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波回路120で直交検波し、MTIフィルタ12

2でMTI処理し、自己相関回路124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算回路126で平均流速を求め、分散演算回路128で分散を求め、パワー演算回路130でパワーを求める。

【0057】これらの算出値は、それぞれ、例えば血流等の平均流速とその分散およびドップラ信号のパワーを音線毎に表すドップラ画像データとなる。また、マイクロバルーン造影剤40の「シンチレーション」を示すドップラ画像データとなる。なお、MTIフィルタ122でのMTI処理は1音線当たりの複数回のエコー受信信号を用いて行われる。

【0058】画像処理部14は、ドップラ処理部12から入力される音線毎のドップラ画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内に、ドップラ画像データについての音線データ空間が形成される。

【0059】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142の4系統のBモード画像データとドップラ画像データを、ディジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。その際、ドップラ画像データを、流速に分散を加えたCFM(color flow mapping)画像用の画像データおよびパワードップラ画像用の画像データとしてそれぞれ書き込む。

【0060】画像処理プロセッサ148は、4系統のBモード画像、CFM画像およびパワードップラ画像を様々な領域に書き込む。基本波エコーによるBモード画像は、走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。第2高調波エコーによるBモード画像は、走査面におけるマイクロバルーン造影剤40の広がりを示すものとなる。誘発音響によるBモード画像およびサブハーモニックスエコーによるBモード画像も、走査面におけるマイクロバルーン造影剤40の広がりをそれぞれ示すものとなる。

【0061】第2高調波エコーによるBモード画像、誘発音響によるBモード画像およびサブハーモニックスエコーによるBモード画像は、いずれもマイクロバルーン造影剤40の像を示すものであるが、エコーないし誘発音響の発生のメカニズム(mechanism)の相違により、それらBモード画像はそれぞれ固有の態様を示す。この態様の相違を病理診断等に効果的に役立てることができる。

【0062】CFM画像は、走査面における血流等の速度およびマイクロバルーン造影剤40の「シンチレーション」の2次元分布を示す画像となる。パワードップラ画像は、走査面における血流等および「シンチレーション」の所在を示す画像となる。この「シンチレーション」も、マイクロバルーン造影剤40の像を独特の態様で示すものとなり、Bモード画像とは異なった観点での有用性がある。

【0063】操作者は、操作部20を操作して、上記のような各種のBモード画像ないしドップラ画像を表示部16に表示させる。すなわち、例えば図8に示すように、組織の断層像160と第2高調波エコー像162との合成画像、および、組織の断層像160と誘発音響像164との合成画像を1画面中に並べて表示させる。これにより、組織に対する位置関係が明確な造影剤像をそれぞれ得ることができる。

【0064】シグナルコンディショナ110~116により遅延時間が調整されているので、画像の合成は位置ずれなしに行える。なお、位置ずれの調整は、必ずしもシグナルコンディショナ110~116での遅延時間調整によらずとも、画像処理プロセッサ148によって行うようにしても良い。

【0065】組織の断層像160、第2高調波エコー像162および誘発音響像164は、それぞれ表示の色等を違えるのが区別を容易にする点で好ましい。このような2つの態様の表示画像を比較対照することにより、病理診断等を効果的に行うことができる。

【0066】誘発音響像164は、指定によりサブハーモニックスエコー像に代えることができる。また、CFM画像あるいはパワードップラ画像に代えることもできる。それらの画像もそれぞれ固有の色等で表示する。あるいは、それらの画像をそれぞれ組織の断層像160と合成して、例えば図9に示すように、全てを同一画面に並べて表示するようにしても良い。これは、比較対照による病理診断等を一層効果的に行う点で好ましい。

【0067】操作者は、このような画像を観察して造影剤が撮像対象部位に行き渡ったことを確認し、パーフュージョン計測を行なう。パーフュージョン計測を行なうに当たり、まず計測位置を指定する。計測位置の指定は、操作部20の操作により、表示画像上で造影剤像の例えば中心等、所望の箇所をカーソル(cursor)で指定すること等によって行なう。

【0068】この位置指定に伴い、制御部18による制御の下で、指定位置を含む所定の範囲につきマイクロバルーンを破壊するための超音波送波が行なわれる。そのための超音波として、例えば図10の(a)に示すように、最初の半サイクル(cycle)が負圧となる超音波を用いる。そのような超音波は、例えば最初の半サイクルを負極性とした駆動信号によって発生させることができる。

【0069】このような超音波がマイクロバルーンに加わると、負圧によるキャビテーション(cavitation)効果によって、その殻が破壊する。被検体内での超音波伝播の非線形性により、例えば図10の(b)に示すように、音圧波形は進行につれて負の期間が伸びる傾向を示す。負の期間が伸びるのは、負圧の印加時間を長くし、ますますマイクロバルーンの殻の破壊に有利に作用する。このため、比較的低い音圧でも殻を破壊することが

可能であり能率が良い。また、音圧波形の正の部分が急峻になるのも破壊を促進する点で有利である。

【0070】これに対して、図11の(a)に示すように、最初の半サイクルが正の超音波を用いた場合は、伝播の非線形性があっても同図の(b)に示すように正の部分は急峻になるもののそれらの間隔は変わらず、したがって負圧の期間が伸びるということがないので、図10の場合よりもマイクロバルーンの殻の破壊効果が劣る。そこで、最初の半サイクルが正の超音波を用いる場合は、十分な破壊効果が得られるように送波超音波の音圧レベルを高める必要がある。

【0071】図12に、パーフュージョン計測時の超音波送受信シーケンスを模式的に示す。同図に示すように、最初の期間30において、マイクロバルーンを破壊するための超音波を送波する。この超音波は、例えば、音圧が0.5MPa以上、周波数が0.5~1MHz、送波時間が1~数 μ Sである。送波用の駆動波形としては、図10の(a)に示したものをを用いるのが有利である。それに限らず、図11の(a)に示したものをを用いても良いのは勿論である。また、超音波ビームの太さ等を調整し、1回の送波当たりの破壊をできるだけ広範囲にするのが、破壊の能率を上げる点で好ましい。

【0072】次に、期間32において、超音波の送波および受波を停止し待ちの状態に入る。待ち時間は、マイクロバルーンの種類に応じた破壊の進行速度に合わせて、例えば、数 μ S~数百 μ Sとする。この間に、マイクロバルーンは破壊が完了して消滅する。

【0073】次に、期間34において、撮像用の超音波送波およびそのエコーの受波を行う。撮像用の超音波送波の音圧は、例えば、滞在性のマイクロバルーンを破壊せずに通過性のマイクロバルーンを破壊するように調整してある。両マイクロバルーンは大きさおよび殻の肉厚が違うので、選択的に破壊することが可能である。音圧として、例えば、50kPaが選ばれる。また、周波数は滞在性のマイクロバルーンの共振周波数に一致する例えば1MHzとされる。

【0074】そのような超音波を用いた場合、滞在性のマイクロバルーンは第2高調波エコーを発生し、通過性のマイクロバルーンは破壊に伴う誘発音響およびサブハーモニクスエコーを発生する。このような受信信号の相違に基づき、画像処理部14で滞在性のマイクロバルーンと通過性のマイクロバルーンを別々に画像化して画像メモリ146にそれぞれ記憶する。また、基本波エコーについても別に画像化して画像メモリ146に記憶する。

【0075】これらの画像の合成画像を表示した画面では、例えば図13に示すように、造影剤像170(第2高調波エコー像162乃至サブハーモニクスエコー像166)が部分的に消えている。造影剤像170の消えている部分がマイクロバルーンが破壊された部分であ

る。この部分を破壊痕領域172と呼ぶ。

【0076】破壊範囲の外にあったマイクロバルーンのうち、滞在性のマイクロバルーンは、組織内で同じ位置に暫く留まる。このため、滞在性のマイクロバルーンの破壊の痕跡(破壊痕領域172)も組織に関して同じ位置に留まる。これに対して、破壊範囲の外にあった通過性のマイクロバルーンは、パーフュージョンにより時間の経過とともに組織内を移動するので、破壊痕領域172にも次第に進入して来る。

【0077】これによって、期間34での2回目以降の撮像によって順次に得た画像においては、破壊痕領域172における通過性のマイクロバルーンの画像濃度が、例えば図14に示すように変化する。すなわち、初めのうちは時間の経過とともに次第に増加し、やがてマイクロバルーンの流出に伴って漸次低下する。破壊痕領域172でのこのような通過性のマイクロバルーンの濃度変化は、パーフュージョンに由来する。したがって、破壊痕領域172をROIとし、そこでの通過性のマイクロバルーンの画像の濃度変化等に基づいて、パーフュージョンを求めることができる。

【0078】ここで、計測対象の組織が例えば心筋等のように運動している組織の場合、ROIすなわち破壊痕領域172は、画面上では絶えず位置が変化するが、組織に対する相対位置は変わらない。そこで、画像における破壊痕領域172の像を利用してROI追跡(ROI tracking)を行なうことができる。

【0079】すなわち、画像処理プロセッサ148により、画像146に記憶した各画像について、滞在性のマイクロバルーンの像に基づいてROI追跡を行ない、時相の異なる複数の画像について常に同一のROIを捉える。そして、そのROIにおける通過性のマイクロバルーンの画像の経時的な濃度変化等からパーフュージョンを求める。パーフュージョン計測値は表示部16に表示される。

【0080】このように、滞在性のマイクロバルーンと通過性のマイクロバルーンの体内での挙動の相違を利用することにより、運動する組織について効果的なパーフュージョン計測値を行なうことができる。これは、滞在性のマイクロバルーンと通過性のマイクロバルーンを同時に用いることで実現できるものであり、滞在性のマイクロバルーンまたは通過性のマイクロバルーンのどちらか一方だけでは実現不可能である。

【0081】期間34における撮像には、周波数の異なる2つの超音波を用いるようにしても良い。すなわち、1つの超音波は滞在性のマイクロバルーンの共振周波数に合わせた周波数(例えば1MHz)とし、他方の超音波は通過性のマイクロバルーンの共振周波数に合わせた周波数(例えば5MHz)とする。マイクロバルーンの大きさが違うので、このような共振周波数の使い分けが可能である。なお、音圧は通過性のマイクロバルーンを

破壊しない例えば 5 0 k P a 未満とする。

【0 0 8 2】そのような超音波を用いた場合、滞在性のマイクロバルーンと通過性のマイクロバルーンはそれぞれ周波数が異なる第 2 高調波エコーを発生する。したがって、それらの受信信号に基づいて別々に画像化し、上記と同様にしてパーフュージョンを計測することができる。

【0 0 8 3】なお、運動速度が比較的ゆっくりしている組織については、上記の信号の他に通過性のマイクロバルーンが生じるエコー信号のドップラシフトを利用する

10

ようにしても良い。エコー信号のドップラシフトは流速を直接的に示す。このため、パーフュージョン計測が容易に行なえるという利点がある。

【0 0 8 4】また、超音波プローブ 2 が 2 次元の超音波トランスデューサのアレイを有するときは、例えば、図 1 5 に示すように、太い超音波ビーム 2 1 0 による破壊を行い、その有効破壊範囲 2 1 2 (破壊痕領域) 内に適宜 (例えば 8 × 8) の音線マトリクス(matrix)を包含する

20

するようにしても良い。これは、破壊痕領域 2 1 2 を閉領域とする点で好ましい。なお、図 1 5 は、超音波ビーム 2 1 0 および各音線 2 0 2 を、超音波の送受方向に垂直な断面図すなわち横断面図で示したものである。

【0 0 8 5】以上、超音波撮像の一例としてパーフュージョン計測について説明したが、本発明は、それに限らず、滞在性のマイクロバルーンと通過性のマイクロバルーンの体内での挙動の相違を利用した種々の超音波撮像に適用可能であることはいうまでもない。

【0 0 8 6】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、運動する組織につき正確なパーフュージョン計測を行なう超音波撮像方法および装置、並びにパーフュージョン計測に好適なマイクロバルーン造影剤を実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態の一例の装置における送受信部のブロック図である。

40

【図 3】本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【図 4】本発明の実施の形態の一例の装置における B モード処理部のブロック図である。

【図 5】本発明の実施の形態の一例の装置におけるフィルタの通過帯域を示すグラフである。

【図 6】本発明の実施の形態の一例の装置におけるドップラ処理部のブロック図である。

【図 7】本発明の実施の形態の一例の装置における画像

処理部のブロック図である。

【図 8】本発明の実施の形態の一例の装置における表示画像の模式図である。

【図 9】本発明の実施の形態の一例の装置における表示画像の模式図である。

【図 1 0】本発明の実施の形態の一例の装置における送波超音波の一例を示す波形図である。

【図 1 1】本発明の実施の形態の一例の装置における送波超音波の一例を示す波形図である。

【図 1 2】本発明の実施の形態の一例の装置の動作シーケンスの一例を示す図である。

【図 1 3】本発明の実施の形態の一例の装置における表示画像の模式図である。

【図 1 4】本発明の実施の形態の一例の装置における表示画像の濃度変化の一例を示すグラフである。

【図 1 5】本発明の実施の形態の一例の装置における送波超音波のビームの断面を示す模式図である。

【符号の説明】

2 超音波プローブ

4 被検体

4 0 マイクロバルーン造影剤

6 送受信部

1 0 B モード処理部

1 2 ドップラ処理部

1 4 画像処理部

1 6 表示部

1 8 制御部

2 0 操作部

6 0 2 送波タイミング発生回路

6 0 4 送波ビームフォーマ

6 0 6 送受切換回路

6 0 8 セレクタ

6 1 0 受波ビームフォーマ

1 0 0 ~ 1 0 6 フィルタ

1 1 0 ~ 1 1 6 シグナルコンディショナ

1 2 0 直交検波回路

1 2 2 M T I フィルタ

1 2 4 自己相関回路

1 2 6 平均流速演算回路

1 2 8 分散演算回路

1 3 0 パワー演算回路

1 4 0 バス

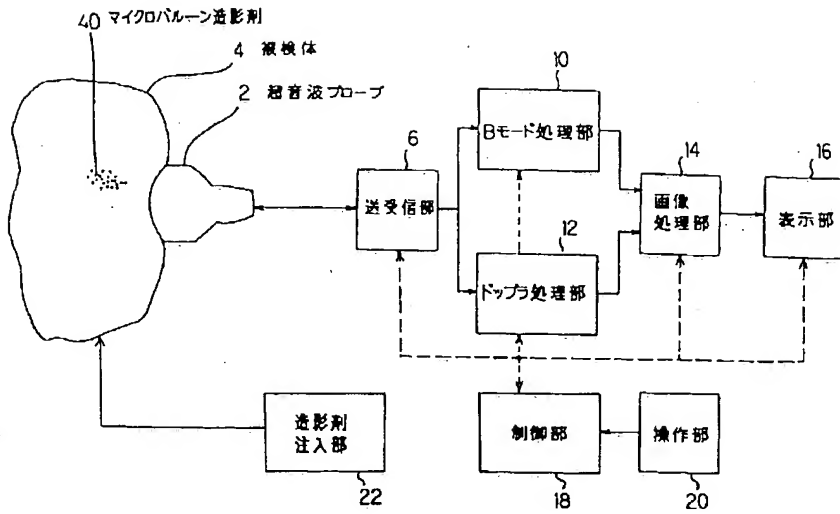
1 4 2 音線データメモリ

1 4 4 デジタル・スキャンコンバータ

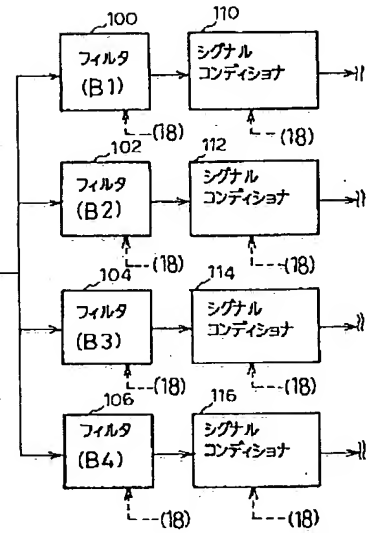
1 4 6 画像メモリ

1 4 8 画像処理プロセッサ

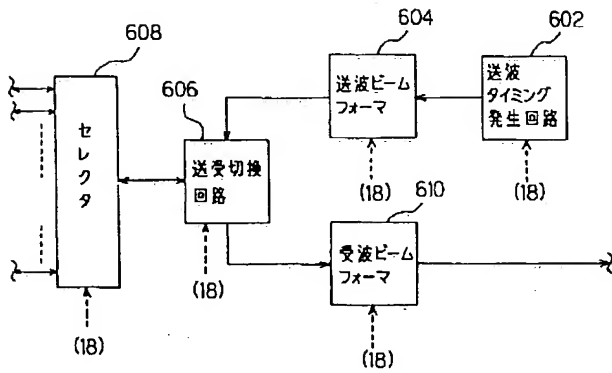
【図 1】



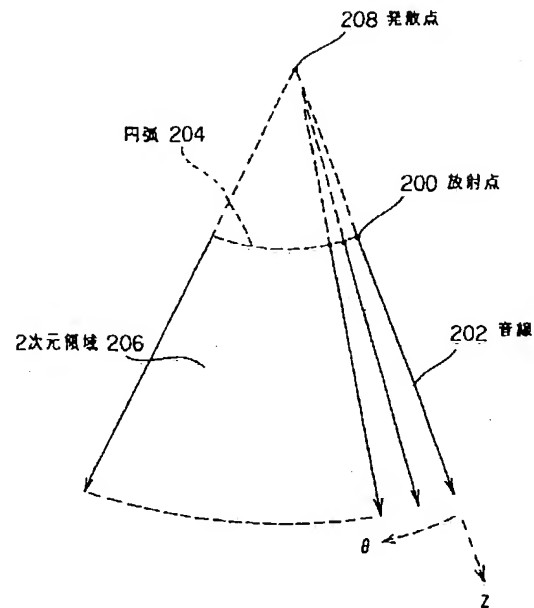
【図 4】



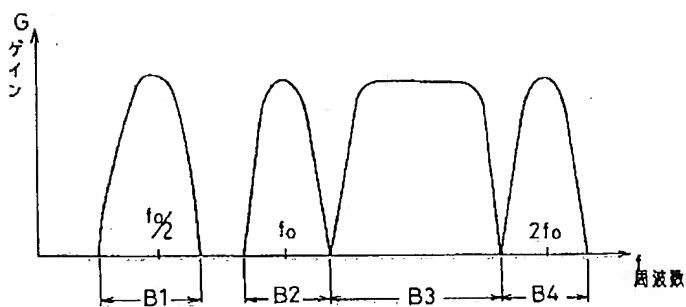
【図 2】



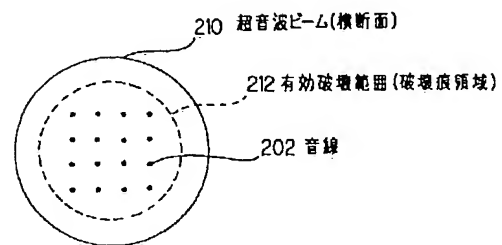
【図 3】



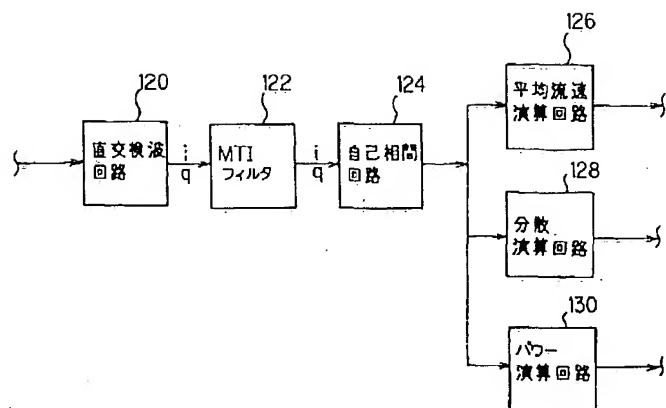
【図 5】



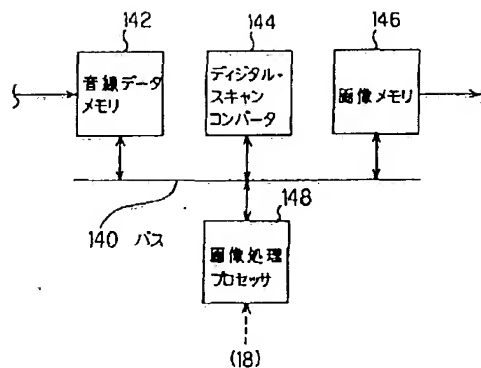
【図 15】



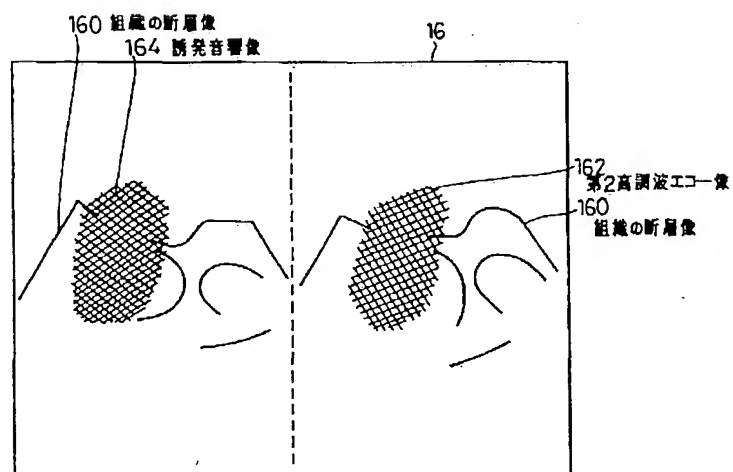
【図 6】



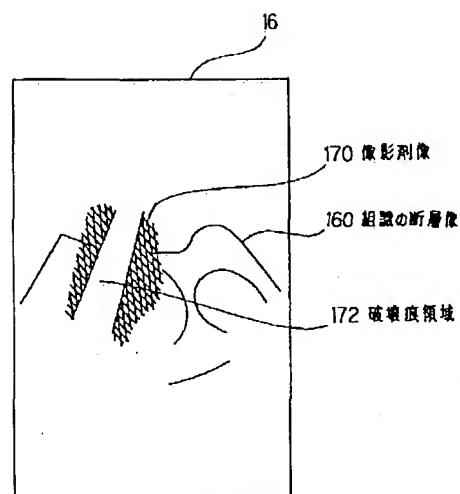
【図 7】



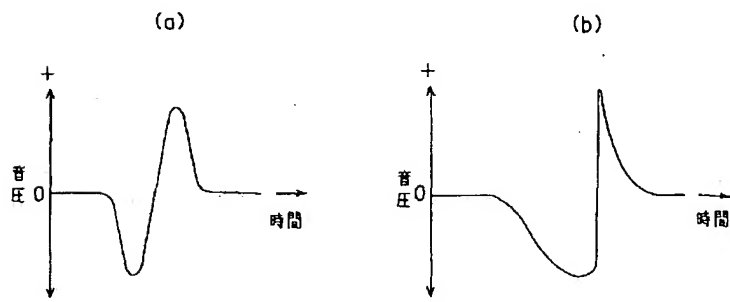
【図 8】



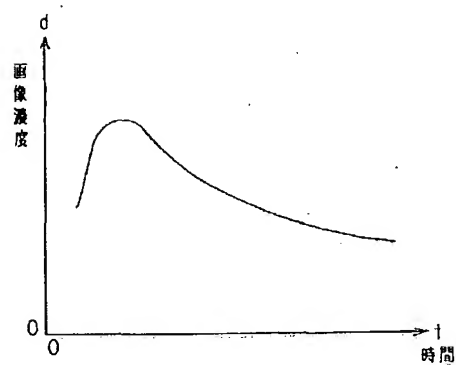
【図 1 3】



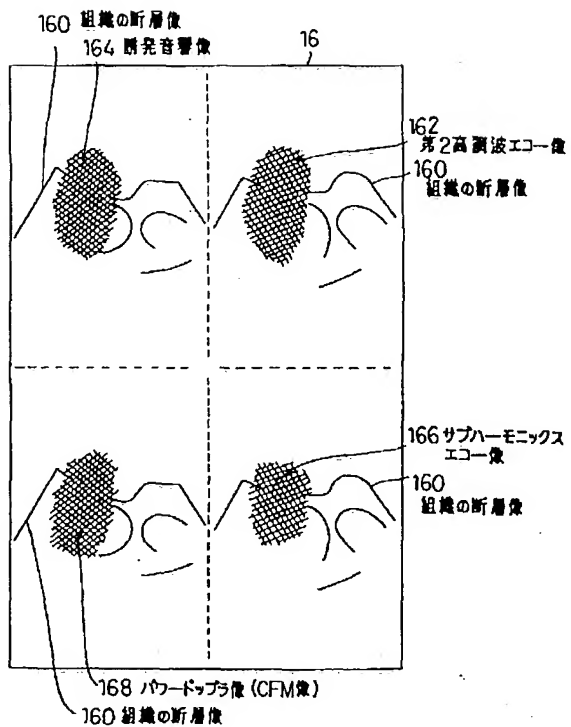
【図 1 0】



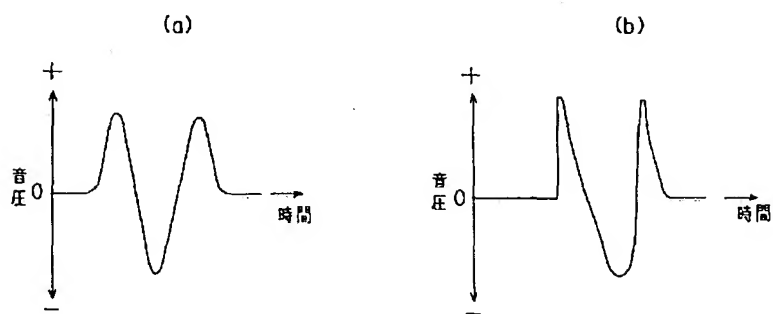
【図 1 4】



【図 9】



【図 1 1】



【図 1 2】

